

XVI Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 08-09 грудня 2020 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна

УДК 535.2:616-7

В. О. Чорний, студент гр. БП-71.

КПІ ім. Ігоря Сікорського

ВПЛИВ ФАКТОРУ АНІЗОТРОПІЇ НА СВІТЛОРозСІЯННЯ ДЕРМОЮ ЛЮДИНИ НА ДОВЖИНІ ХВИЛІ 632.8 НМ

Анотація. У даній роботі розглянуто вплив фактору анізотропії на світлорозсіювання дермою людини при моделюванні поширення світла у фотометричній системі з еліпсоїдальними рефлекторами. У результаті отримано характеристичні залежності коефіцієнтів дифузного відбиття, поглинання та пропускання дерми від величини фактору анізотропії розсіювання у значущому фізіологічному діапазоні. Також отриманні модельні фотометричні зображення другої фокальної площини верхнього та нижнього еліпсоїдальних рефлекторів.

Ключові слова: фактор анізотропії розсіювання, еліпсоїдальний рефлектор, дерма, фотометричні зображення.

ВСТУП

Оптичні методи діагностики біологічних середовищ набувають широкого розповсюдження внаслідок неінвазивності та мінімального впливу на організм. При цьому чимало біофізичних факторів впливають на оптичні властивості шкіри. Вона є яскравим прикладом біологічного середовища, яке не так легко піддається опису при побудові різних оптичних моделей. Біологічна структура шкіри та її шарів описується як оптичними, так і геометричними характеристиками. Внутрішня дерма складається з багатьох волокон і відносно бідних клітин сполучної тканини, що є опорою для волосся, нігтів, потових і сальних залоз, судин і нервів. Товщина дерми знаходиться в діапазонах від 0.5 мм до 5 мм. На передпліччі вона не перевищує 1 мм (у жінок) і 1.5 мм (у чоловіків), а в деяких місцях досягає 2.5 мм (шкіра спини у чоловіків) [1]. Базова речовина тканини дерми є аморфною субстанцією, що просочена тканинною рідиною, яка складається з різних, переважно кислих, мукополісахаридів, котрі знаходяться в з'єднанні з білками [2]. Складовим дерми властиві власні оптичні властивості, у результаті чого на пучок лазерного проміння впливають товщина, фактор анізотропії, показник заломлення, коефіцієнти поглинання і коефіцієнт розсіювання.

МЕТА РОБОТИ

Метою даної роботи є аналіз впливу фактору анізотропії на світлорозсіювання дермою людини на довжині хвилі лазерного випромінювання 632.8 нм при модельному дослідженні коефіцієнтів дифузного відбиття, поглинання та пропускання.

МАТЕРІАЛИ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для реалізації мети дослідження була використана програмна симуляція поширення оптичного випромінювання в біологічному середовищі дерми людини та біомедичному фотометрі з еліпсоїдальними рефлекторами. Результатами моделювання є числові значення коефіцієнтів дифузного відбиття, поглинання та пропускання світла, а також візуалізація фотоприймальної площини вимірювальної системи. Процес симуляції включає спрямування променя лазера на біологічний об'єкт, який розсіює світло в

прямому та зворотному напрямку, і реєстрацію за допомогою фотометричної системи з еліпсоїдальними рефлекторами, детально описаний в роботах [3, 4].

При моделюванні було використано 20 млн фотонів з діаметром лазерного пучка 1.4 мм. Оптичні властивості дерми на довжині хвилі 632.8 нм наведено в таблиці 1 [4, 5], де: n – показник заломлення, μ_a – коефіцієнт поглинання, μ_s – коефіцієнт розсіювання, g – фактор анізотропії розсіювання з кроком 0.006 та d – товщина шару. Фактор анізотропії розсіювання залежать від неузгодженості показників заломлення між компонентами клітин, такі як плазматична мембрана клітини, мітохондрії, ядро, інші органели, цитоплазма і позаклітинна рідина [2].

Таблиця 1. Оптичні властивості дерми

	n	μ_a	μ_s	g	$d, \text{мм}$
Дерма	1.39	0.073	20	0.76 ... 0.82	0.66, 0.271, 4.76

У результаті моделювання отримана серія фотометричних зображень другої фокальної площини верхнього та нижнього рефлектора, приклади яких наведені на рис. 1.

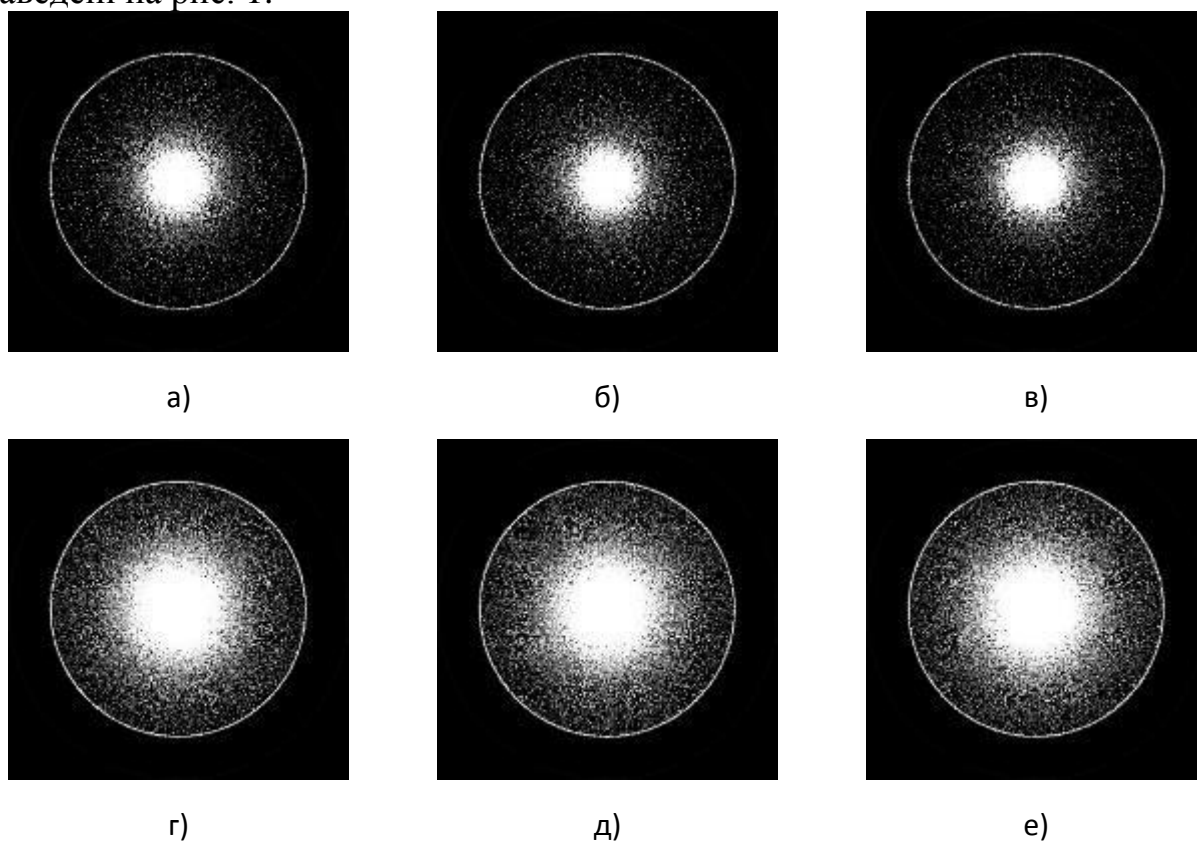


Рисунок 1. Фотометричні зображення другої фокальної площини для верхнього та нижнього рефлекторів з фактором анізотропії розсіювання для товщини

$d_1=0.66 \text{ мм } 0.76$ (а, г), 0.79 (б, д), 0.82 (в, е) відповідно

На підставі зазначених вхідних даних отримані наступні чотири коефіцієнта: R_s – дзеркального відбиття, так він статичний для трьох товщин (0.0266277), то в подальшому ми його застосовувати не будемо; R_d – дифузного

відбиття; А – поглинання; Т – пропускання дерми. Нижче наведені графіки коефіцієнтів для трьох товщин.

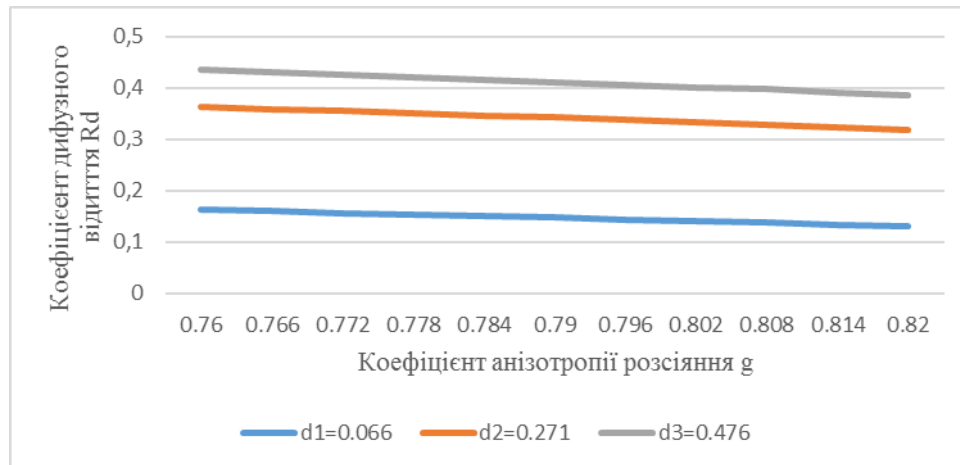


Рисунок 2. Графік залежності значень коефіцієнта дифузного відбиття від фактору анізотропії розсіяння для трьох різних товщин

З рис. 2 видно – чим більша товщина, тим коефіцієнт теж більший, що пояснює посилення явища взаємного проникання при збільшенні товщини, однак при збільшенні фактору анізотропії коефіцієнт знижується.

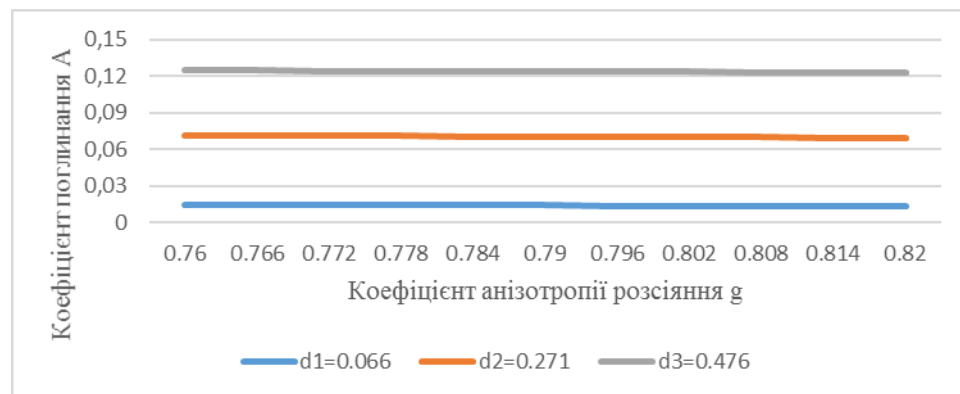


Рисунок 3. Графік залежності значень коефіцієнта поглинання від фактору анізотропії розсіяння для трьох різних товщин

На рис. 3 можна побачити поглинання для трьох товщин, характер якого повільно знижується. Він підтверджує кількісне зменшення інтенсивності при проходження через біологічну тканину.

З рис. 4 спостерігаємо, коли товщина збільшується, пропускання спадає, проте коли фактор анізотропії рухається у більшу сторону, він повільно зростає. Що свідчить про залежність характеристик тіла, кута падіння та поляризації випромінювання.

Для трьох різних товщин за трьома графіками видно, що коли товщина дерми збільшується, то і збільшується пропускання, проте дифузне відбиття та поглинання навпаки зменшується. При цьому коли анізотропія розсіяння дерми буде зростати, то коефіцієнти дифузного відбиття та поглинання спадатимуть, а пропускання зі збільшення анізотропії теж збільшується. Порівняння з

поведінкою оптичних коефіцієнтів різних біологічних тканин [4, 6] показує адекватність обраних вхідних даних для процесу симуляції.

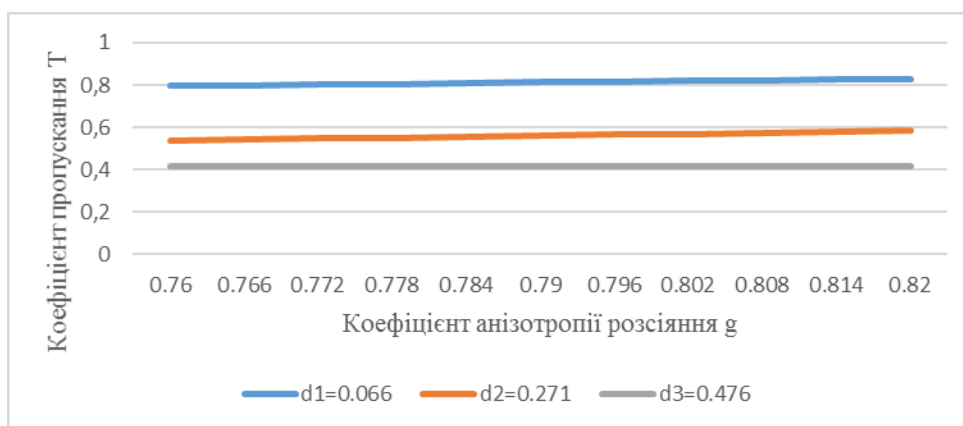


Рисунок 4. Графік залежності значень коефіцієнта пропускання дерми від фактору анізотропії розсіювання для трьох різних товщин

ВИСНОВКИ

У цій роботі було розглянуто дерму у трьох різних товщинах, за допомогою програми моделювання поширення світла фотометричної системи з еліпсоїдальними рефлекторами, де при моделюванні було використано 20 млн фотонів з радіусом лазерного пучка 0.7 мм. Отримані та проаналізовані коефіцієнти дифузного відбиття, поглинання та пропускання від фактору анізотропії розсіювання. За результатами моделювання планується здійснити аналіз освітленості у фотометричному зображенні.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] РЛС-Пациент: Ежегодный бюллетень: Вып. 3: Пособие для врача. – Издательство «РЛС», 2002. 1052 с.
- [2] Башкатов А. Н. Управление оптическими свойствами биотканей при воздействии на них осмотически активными иммерсионными жидкостями : дис. ... д-ра физ.-мат. наук и канд. физ.-мат. наук : 03.00.02. Саратов, 2002. 198 с.
- [3] M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and D.V. Horban, "Determination the tissue anisotropy factor during the photometry by ellipsoidal reflectors", KPI Science News, no. 4, pp. 1 – 9, 2019.
- [4] Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії світлорозсіювання біологічними середовищами: монографія / М.О. Безуглий, Н.В. Безугла. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2020. – 308 с.
- [5] Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов, 1998. 371 с.
- [6] N. V. Bezuglaya, M. A. Bezuglyi, and G. S. Tymchik, "Features of anisotropy of light scattering on fibrous biological tissues," Bull. NTUU "KPI" 50, 169–175 (2015).

Наук. керівник – д.т.н., доцент Безуглий М.О.